



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicasociedade@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e

Traumatologia

Brasil

Takey Bezuti, Márcio; Garcia Mandarano Filho, Luiz; Barbieri, Giuliano; Mazzer, Nilton; Barbieri, Cláudio Henrique

Avaliação ultrassonométrica da osteossíntese de compressão axial. Estudo experimental

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 21, núm. 1, 2013, pp. 46-51

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65725695010>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# AVALIAÇÃO ULTRASSONOMÉTRICA DA OSTE OSSÍNTESE DE COMPRESSÃO AXIAL. ESTUDO EXPERIMENTAL

ULTRASONOMETRIC EVALUATION OF AXIAL COMPRESSION OSTEOSINTHESIS. EXPERIMENTAL STUDY

MÁRCIO TAKEY BEZUTI<sup>1</sup>, LUIZ GARCIA MANDARANO FILHO<sup>1</sup>, GIULIANO BARBIERI<sup>1</sup>, NILTON MAZZER<sup>1</sup>, CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI<sup>1</sup>

## RESUMO

Objetivo: *Medir a velocidade de propagação do ultrassom (VU) através de uma osteotomia transversal em tíbias de ovelha, antes e depois a fixação com uma placa DCP.* Métodos: Foram utilizadas dez montagens de uma placa DCP com o segmento diafisário das tíbias, no qual era feita uma osteotomia transversal. Foi realizada a medida subaquática transversal, nos planos coronal e sagital, e axial da VU, no osso íntegro, nas montagens sem osteotomia e, depois, com osteotomia sem e com a compressão axial pela placa DCP; comparações estatísticas foram feitas ao nível de significância de 1% ( $p<0,01$ ). Resultados: Em comparação com a montagem com o osso intacto, a VU diminuiu com a adição da osteotomia e aumentou com a compressão axial, com significância somente para a modalidade axial de medida da VU. Conclusão: Concluiu-se que esse dado pode ser aplicável ao acompanhamento pós-operatório das osteossíntese com placa DCP, com a capacidade de demonstrar quando esta se torna ineficiente. **Trabalho experimental.**

**Descriptores:** Acústica. Ultrassom. Osso e ossos. Placas ósseas.

**Citação:** Bezuti MT, Mandarano Filho LG, Barbieri Giuliano, Mazzer N, Barbieri CH. Avaliação ultrassonométrica da osteossíntese de compressão axial. Estudo experimental. Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(1):46-51. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

## ABSTRACT

*Objective: To measure the ultrasound propagation velocity (UV) through a tibial transverse osteotomy in sheep, before and after the fixation with a DCP plate. Material and methods: Ten assemblies of a DCP plate with the diaphyseal segment of tibiae, in which a transverse osteotomy was made, were used. Both coronal and sagittal transverse and the axial UV were measured, first with the intact bone assembled with the plate and then with the uncompressed and compressed osteotomy; statistical comparisons were made at the 1% ( $p<0.01$ ) level of significance. Results: Compared with the intact bone assembly, axial UV significantly decreased with the addition of the osteotomy and significantly increased with compression, presenting the same behavior for the other modalities, although not significantly. Discussion and conclusion: In accordance with the literature data on the ultrasonometric evaluation of fracture healing, underwater UV measurement was able to demonstrate the efficiency of DCP plate fixation. The authors conclude that the method has a potential for clinical application in the postoperative follow-up of DCP plate osteosynthesis, with a capability to demonstrate when it becomes ineffective. **Laboratory investigation.***

**Keywords:** Acoustics. Ultrasonics. Bone and bones. Bone plates.

**Citation:** Bezuti MT, Mandarano Filho LG, Barbieri Giuliano, Mazzer N, Barbieri CH. Ultrasonometric evaluation of axial compression osteosynthesis. Experimental study. Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(1):46-51. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

## INTRODUÇÃO

A redução aberta e fixação interna (RAFI) tornou-se rapidamente o método preferido para o tratamento das fraturas da diáfise dos ossos longos, depois da introdução das técnicas modernas e dos materiais de implante mais confiáveis. Dentre estes, as placas convencionais de compressão dinâmica (DCP) predominam, particularmente para os ossos longos pequenos (diáfise do úmero, rádio, ulna e clavícula) do membro superior, devido ao seu custo relativamente baixo e versatilidade. A compressão interfragmentária axial aplicada a uma fratura simples (dois fragmentos) aumenta a estabilidade da fixação, provendo condições ideais

para que a chamada consolidação direta ocorra.<sup>1-3</sup> Desafortunadamente, as complicações aumentam na mesma proporção das fraturas operadas, incluindo o afrouxamento precoce da placa, usualmente devido a redução operatória inadequada e força de compressão insuficiente, e que potencialmente leva a uma anomalia de consolidação e consequente retarde na recuperação do paciente. Até agora, nenhum recurso diagnóstico pode prover, de fato, uma medida intra e pós-operatória da força da compressão interfragmentária, a qual depende inteiramente dos conhecimentos e habilidade do cirurgião na aplicação da técnica adequada para fixação da placa.

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

1. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – São Paulo, SP, Brasil.

Trabalho realizado no Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência: Claudio Henrique Barbieri - Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. Campus Universitário - 14049-900 Ribeirão Preto, SP, Brasil. E-mail: chbarbie@fmrp.usp.br

A ultrassonometria aparece como uma real possibilidade, pois já foi extensivamente demonstrado que a velocidade de propagação do ultrassom (VU) diminui no osso fraturado e aumenta conforme a consolidação avança, lentamente se aproximando dos valores normais; por outro lado, permanece em níveis abaixo do normal se a fratura não consolida ou demora para fazê-lo.<sup>4-9</sup> A compressão interfragmentária axial traz ambos os fragmentos de uma fratura simples tão próximos um do outro que a capacidade de propagar as ondas ultrassônicas pode, hipoteticamente, ser restaurada já no período intraoperatório.

Assim, decidiu-se por testar a hipótese de que a ultrassonometria pode auxiliar a demonstrar a eficiência da compressão interfragmentária axial entre dois fragmentos de uma fratura simples. Um experimento de bancada de laboratório foi, então, realizado usando tíbias frescas de ovelha montadas com placas DCP 3,5mm de oito orifícios, uma osteotomia transversal completa sendo feita para simular a fratura.

## MATERIAL E MÉTODOS

A investigação foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso Experimental de Animais da instituição de origem dos autores. Por razões econômicas e éticas, dez ( $n=10$ ) tíbias esquerdas intactas foram retiradas de ovelhas adultas (10 meses de idade, 37 kg de peso corporal médio) já utilizadas em um projeto de pesquisa paralelo, no qual a tibia direita havia sido operada. As tíbias foram completamente limpas de todas as partes moles, inclusive o periosteio, e as epífises proximal e distal foram ressecadas com uma osteotomia transversal na transição epífise-diáfise delimitada pelo quadrado de Heim,<sup>10</sup> deixando a toda a diáfise para a fixação da placa.

A densidade volumétrica dos segmentos ósseos foi medida por meio de um densímetro eletrônico, para permitir o cálculo da impedância acústica e o coeficiente de reflexão das ondas ultrassônicas nas interfaces água-placa, placa-ósso e água-ósso. A impedância acústica ( $Z$ ), expressa em  $\text{kg/m}^2/\text{s}$ , é o produto da densidade ( $\rho$ , medida em  $\text{kg/m}^3$ ) pela velocidade do ultrassom ( $v$ , medida em  $\text{m/s}$ ), como se segue:

$$(1) \quad Z = \rho \times v$$

O coeficiente de reflexão corresponde à quantidade de ondas ultrassônicas refletidas por uma interface entre dois materiais diferentes, para uma emissão normal ( $90^\circ$ ), e é calculada pelo quociente:

$$(2) \quad R = [(Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1)]^2$$

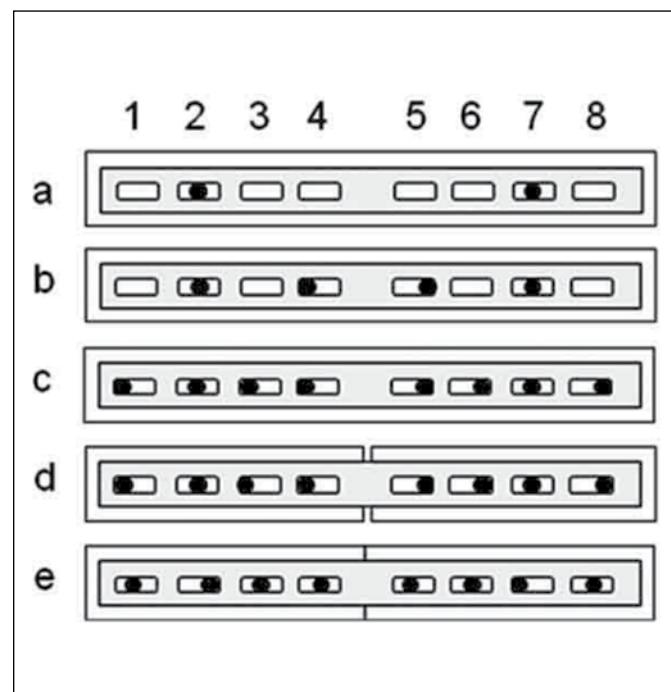
Onde  $R$  é o coeficiente de reflexão e  $Z_1$  e  $Z_2$  são as impedâncias acústicas para o primeiro e o segundo materiais cruzados pelas ondas ultrassônicas, respectivamente. O coeficiente de reflexão teoricamente varia de 0 a 1 e o valor obtido com a equação acima multiplicado por 100 corresponde à quantidade de energia refletida como uma porcentagem da energia emitida. O valor restante ( $1-R$ ) representa a quantidade de energia que efetivamente atravessa a interface.

**Técnica de fixação e osteotomia:** Os segmentos ósseos eram montados com uma placa DCP 3,5 mm de oito orifícios de aço inoxidável (Synthes Brasil®, Rio Claro SP, Brazil), adaptada sobre a face dorsal mais achatada, de sorte que os seus pontos médios coincidissem, tanto no comprimento como na largura. Com a placa adaptada sobre o osso com pinças adequadas, os parafusos eram introduzidos alternadamente em cada metade da placa. (Figura 1) A inserção dos parafusos obedecia à técnica recomendada para um procedimento cirúrgico, como se segue: 1) perfuração de orifícios diametrais

com uma broca de 2,5mm de diâmetro, através de ambas as córtices; 2) macheado com o macho de 3,5 mm de diâmetro; 3) introdução do parafuso com a chave hexagonal.<sup>11</sup> Os dois primeiros parafusos eram introduzidos nos orifícios 2 e 7 na posição neutra e apertados até que eles apenas tocassem a placa, com o propósito de apenas estabilizar a placa e permitir a retirada das pinças. Os dois parafusos seguintes eram introduzidos excentricamente através dos orifícios 4 e 5, com o propósito de obter compressão depois que a osteotomia fosse feita; neste etapa, ambos eram apertados somente até que tocassem a placa. Os quatro parafusos restantes eram inseridos excentricamente através dos orifícios 1, 3, 6 e 8, visto que eles migrariam para a posição neutra depois que a compressão fosse aplicada com os parafusos 4 e 5; todos eram apertados somente até que tocassem a placa.

Uma osteotomia transversal era feita entre os dois parafusos centrais (orifícios 4 e 5) com uma serra elétrica oscilatória montada com uma lâmina de 0,8mm de espessura. Com exceção dos parafusos 4 e 5, todos eram levemente liberados de cada lado da placa para permitir que os fragmentos ósseos deslizassem por sob a placa durante a aplicação da compressão. Os parafusos 4 e 5 eram completamente apertados, provendo firme compressão interfragmentária axial, cuidado sendo tomado para evitar o deslocamento lateral dos fragmentos e assegurar contato total entre as duas superfícies da osteotomia. Com a compressão, todos os demais parafusos migravam em direção do centro dos respectivos orifícios e eram completamente apertados de modo a estabilizar definitivamente a montagem.

**Grupos experimentais:** os diâmetros coronal e sagital eram medidos exatamente no ponto central das diáfises com um paquímetro de precisão (Mitutoyo, erro de 0,05mm), o diâmetro sagital



**Figura 1.** Diagrama da fixação da placa: os dois primeiros parafusos inseridos nos orifícios 2 e 7 (a), seguidos pelos seis parafusos restantes (b e c); e a osteotomia sem (d) e com compressão (e). A inserção excentrica dos parafusos 4 e 5 é evidenciada (c e d), tornando-se central depois que a compressão é feita (e).

incluindo a espessura da placa. Quatro grupos de montagens foram analisados, como se seguem:

Grupo 1: Ossos intactos;

Grupo 2: Montagens osso-placa sem osteotomia;

Grupo 3: Montagens osso-placa com osteotomia sem compressão;

Grupo 4: Montagens osso-placa com osteotomia com compressão.

Todas as montagens dos quatro grupos foram analisadas nas modalidades transversais, nos planos coronal (subgrupo C, distante da placa) e sagital (subgrupo S, através da placa), e na modalidade axial, somente no plano sagital (distante da placa). Cinco medidas sequenciais eram feitas para cada montagem em cada plano, com o maior e o menor valor sendo descartado. Um valor médio era calculado para os três restantes e usado para as interpretações e análise estatística.

**Análise ultrassonométrica:** A VU era medida com o mesmo equipamento empregado em investigações prévias, consistindo de um tanque acústico equipado com dois transdutores ultrassônicos desfocados (disco de PZT-5 de 2mm de espessura, diâmetro de 20 mm, frequência de 1 MHz) diametralmente opostos, sendo um para emissão e outro para recepção dos sinais, conectados a uma fonte geradora-receptora-amplificadora dos sinais ultrasônicos (Biotecnosis do Brasil Ltda., Modelo US01, Ribeirão Preto SP Brasil, [www.biotechnosis.com](http://www.biotechnosis.com)), capaz de gerar pulsos ultrassônicos estreitos bem definidos e de alta potência (frequência de 1 MHz, duração do pulso de 1  $\mu$ s, tempo de elevação de 0.1 ns, repetição de 1s). Um osciloscópio digital (Agilent Technologies, Inc., modelo DSO3062A, Shanghai, China) estava conectado à fonte ultrassônica, para permitir reconhecer os sinais, e a um computador carregado com um programa específico, para cálculo automático da VU.

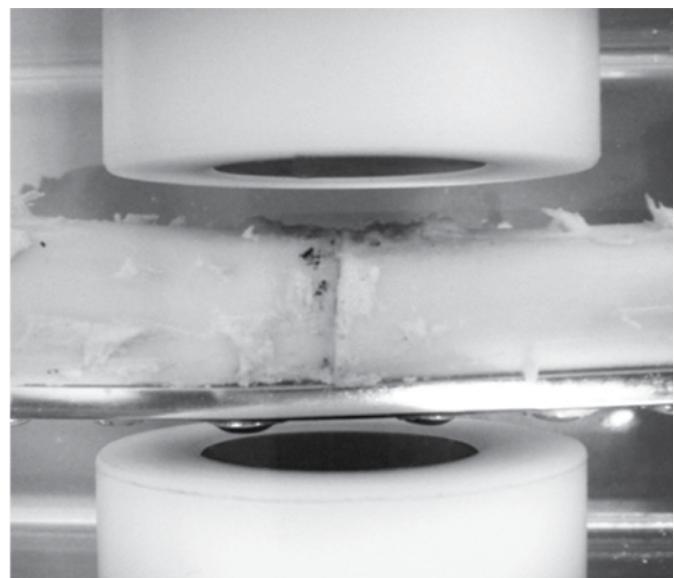
Antes de começar as medidas, o sistema era calibrado com um disco de Teflon® de 23mm de espessura, de VU conhecida e constante (1250 m/s,  $\pm 0,3\%$ ). A temperatura da água (destilada) era mantida a 35°C.<sup>12</sup> Para as medidas transversais, os espécimes eram posicionados de comprido dentro do tanque acústico entre os transdutores, alinhando precisamente os eixos longitudinais destes com o diâmetro central daqueles. Para as medidas no plano coronal, a placa era posicionada para cima, o que significa que permanecia fora do trajeto das ondas ultrassônicas, (Figura 2) enquanto que para as medidas no plano sagital a placa era posicionada de lado, o que significa que permanecia no trajeto das ondas. (Figura 3) Uma distância de 4mm era mantida entre os transdutores e o espécime. Para as medidas axiais, os dois transdutores eram montados em um apoio de Teflon®, paralelos um ao outro a uma distância fixa de 50mm entre os respectivos centros. O conjunto era fixado sobre os espécimes dentro do tanque acústico, posicionados de lado, com uma distância de 2mm sendo mantida entre os transdutores e a face lateral da montagem, com as ondas ultrassônicas incidindo sobre a superfície óssea e não sobre a placa. (Figura 4)

Tanto o pulso ultrassônico como o primeiro sinal a chegar (FAS, de *first-arrived-signal*) eram identificados na tela do osciloscópio, assim como o tempo decorrido entre a emissão e a recepção, que era automaticamente transferido para o programa do computador, mas a distância de propagação das ondas (diâmetro dos espécimes), previamente medida com o paquímetro, era inserida manualmente no programa. A VU no espécime era calculada tomando como referência a velocidade de propagação das ondas ultrassônicas no meio (água), como recomendado por outros autores,<sup>13,14</sup> conforme a equação:

$$(3) \quad V_s = \frac{1}{\frac{1}{V_r} - \frac{(\tau_r - \tau_s)}{d}}$$



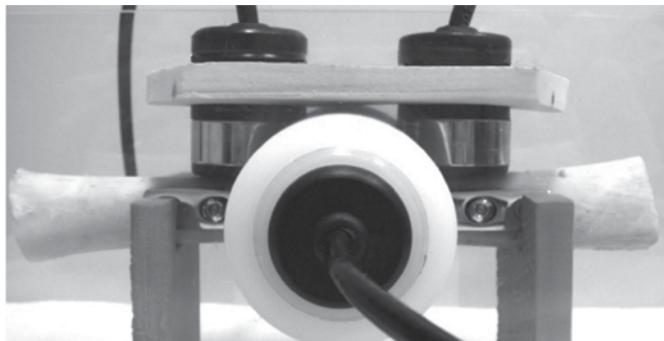
**Figura 2.** Um procedimento de medida transversal coronal da VU em andamento no tanque acústico, com a montagem osso-placa entre os transdutores emissor (acima) e receptor (abaixo) e a placa distante da emissão das ondas ultrassônicas. A distância de 4mm é mantida entre os transdutores e a montagem.



**Figura 3.** Um procedimento de medida transversal sagital da VU em andamento no tanque acústico, com a placa olhando diretamente para o transdutor emissor, ou seja, no trajeto da emissão das ondas ultrassônicas.

Onde:  $V_s$ : velocidade através do espécime;  $V_r$ : velocidade através do meio de referência (água);  $\tau_r$ : tempo para o meio de referência (água);  $\tau_s$ : tempo para meio de referência e para o espécime; e  $d$ : distância (diâmetro do espécime).

**Análise estatística:** Foi utilizado o procedimento PRC GLM do programa SAS® versão 9.0 no nível de significância de 1% ( $p < 0.01$ ). Os dados eram primeiro submetidos à análise da variância de acordo com o método proposto por Montgomery,<sup>15</sup> pelo qual a variância total de um



**Figura 4.** Um procedimento de medida axial da VU, com os dois transdutores paralelos aplicados sobre a cortical lateral, um acima e outro abaixo da osteotomia, distantes da placa.

determinada resposta (variável dependente) é dividida em duas partes, a primeira referindo-se à regressão linear entre os grupos, e a segunda referindo-se aos resíduos, ou erros, dentro dos grupos. Quanto maior a primeira em relação à segunda, maior a diferença entre as médias entre os grupos comparados, assumindo que haja distribuição normal dos resíduos, com média 0 (zero); uma transformação logarítmica foi aplicada à variável resposta sempre que o requisito anterior (média 0) não fosse atendido. As comparações eram feitas usando contrastes ortogonais, baseadas na distribuição *t* de Student.

## RESULTADOS

A densidade média do osso medida nos segmentos ósseos foi de 1416 kg/m<sup>3</sup> (variação: 1219,04 – 1626,92 kg/m<sup>3</sup>), contribuindo para uma impedância acústica de  $3,66 \times 10^6$  kg/m<sup>2</sup>/s, ou seja, o dobro daquela da água ( $1,4 \times 10^6$  kg/m<sup>2</sup>/s), mas muito abaixo daquela do aço ( $46,2 \times 10^6$  kg/m<sup>2</sup>/s). Os coeficientes de reflexão resultantes foram de 0,88, 0,72 and 0,14 para as interfaces água-aço, aço-osso e água-osso, respectivamente.

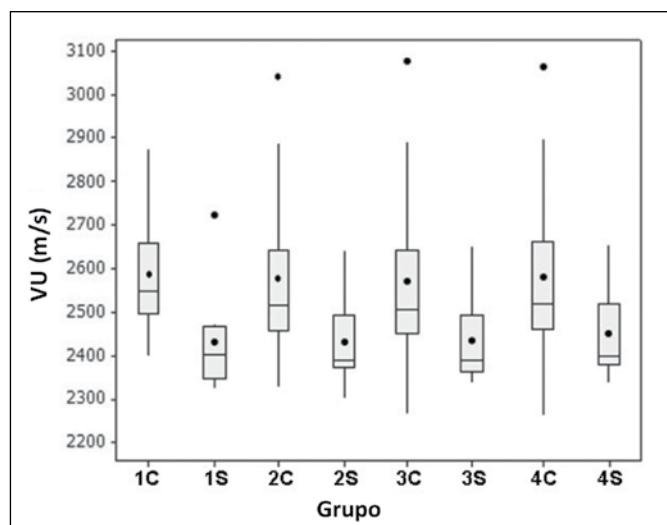
A VU axial foi consistentemente e significantemente ( $p < 0,01$ ) maior (~2722 m/s) do que a VU transversal (~2507 m/s). A VU transversal no plano coronal foi consistentemente, mas não significantemente, maior do que a VU transversal no plano sagital. A VU transversal média no plano coronal foi de 2587 m/s (variação: 2399 – 2876 m/s), 2756 m/s (variação: 2328 – 3040 m/s), 2569 (variação: 2265 – 3076 m/s) e de 2579 m/s (range: 2262 – 3065 m/s), com medianas de 2550, 2516, 2507 e 2519 m/s, para os Grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. A VU transversal média no plano sagital foi de 2430 m/s (variação: 2323 – 2725 m/s), 2429 m/s (variação: 2302 – 2640 m/s), 2433 (variação: 2338 – 2652 m/s) e 2448 m/s (variação: 2338 – 2653 m/s), com medianas de 2402, 2387, 2387 e 2398 m/s, para os Grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. (Tabela 1, Figura 5) As diferenças não foram significantes para nenhuma comparação, com o valor de *p* variando de 0,0396 (VU transversal no plano coronal no Grupo 1 versus VU transversal no plano sagital no Grupo 2) a 0,9884 (VU transversal no plano sagital no Grupo 1 versus VU no plano sagital no Grupo 2), o que significa que a adição da osteotomia transversal e da placa de compressão sem e com compressão axial não altera significantemente a velocidade de transmissão transversal do ultrassom através do osso, seja no plano coronal, seja no sagital.

A VU axial, medida no plano coronal, foi de 2727 m/s (variação: 2688 – 2783 m/s), 2738 m/s (variação: 2669 – 2805 m/s), 2675 m/s (variação: 2644 – 2703 m/s) e 2747 m/s (variação: 2677 – 2813 m/s), com medianas de 2727, 2737, 2681 e 2759 m/s, nos Grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. (Tabela 2, Figura 6) As diferenças foram significantes para as comparações entre os Grupos 1 e 3

**Tabela 1** - Estatística descritiva dos valores médios da VU m/s) transversal e sagital, de acordo com os grupos.

	Grupo	n	Média	DP	Mínimo	Mediana	Máximo
Intacto	1C	10	2587.5	158.14	2399	2550	2876
	1S	10	2430.8	115.68	2323	2402.5	2725
DCP	2C	10	2576.8	217	2328	2516	3040
	2S	10	2429.7	96.83	2302	2387.5	2640
Ost. s/comp	3C	10	2569.8	236.81	2265	2507	3076
	3S	10	2433.4	97.68	2338	2387.5	2652
Ost. c/comp	4S	10	2579.1	232.67	2262	2519	3065
	4C	10	2448.9	104.91	2338	2398	2653

Legenda: Ost.: osteotomia; s/: sem; c/: com; comp.: compressão; C: coronal; S: sagital.



**Figura 5.** Box plot da distribuição dos valores da VU transversal coronal (C) e sagital (S), de acordo com os grupos.

**Tabela 2** - Estatística descritiva dos valores médios da VU (m/s) axial, de acordo com os grupos.

	Grupo	n	Média	DP	Mínimo	Mediana	Máximo
Intacto	1	10	2727.0	27.06	2688	2727.5	2783
DCP	2	10	2738.9	44.36	2669	2737	2805
Ost. s/comp	3	10	2675.8	21.89	2644	2681	2703
Ost. c/comp	4	10	2747.2	41.03	2677	2759	2813

Legenda: Ost.: osteotomia; s/: sem; c/: com; comp.: compressão; C: coronal; S: sagital.

( $p=0,002$ ), 2 e 3 ( $p=0,0003$ ) e 3 e 4 ( $p < 0,0001$ ), mas não entre os Grupos 1 e 2 ( $p=0,4851$ ), 1 e 4 ( $p=0,2238$ ) e 2 e 4 ( $p=0,5978$ ), significando que a adição da placa no osso intacto não altera a transmissividade longitudinal do ultrassom no osso. Entretanto, a transmissividade longitudinal diminui significantemente com a adição da osteotomia transversal e aumenta significantemente depois da compressão axial pela placa. (Tabela 3)

## DISCUSSÃO

Parece haver poucas dúvidas atualmente de que a fixação interna das fraturas dos ossos longos seja muito mais vantajosa do que o antigo tratamento conservador, visto que a fixação possibilita uma recuperação funcional mais completa e o retorno ao trabalho muito mais precoce. As versáteis e fáceis de usar placas DCP estão entre os implantes mais empregados, particularmente para as fraturas diafisárias dos ossos do membro superior.<sup>16</sup> Entretanto,

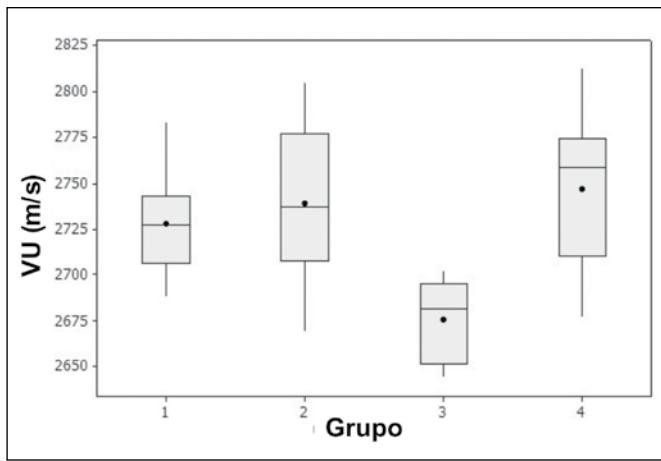


Figura 6. Box plot dos valores da VU axial, de acordo com os grupos.

Tabela 3 - Comparação estatística dos valores da VU (m/s) axial coronal entre os grupos.

Comparação	Média	Diferença	P	IC (95%)	
1-2	2727,9	-11	0,4851	-42,62	20,62
	2738,9				
1-3	2727,9	52,1	0,002*	20,47	83,72
	2675,8				
1-4	2727,9	-19,3	0,2238	-50,92	12,32
	2747,2				
2-3	2738,9	63,1	0,0003*	31,47	94,72
	2675,8				
2-4	2738,9	-8,3	0,5978	-39,92	23,32
	2747,2				
3-4	2675,8	-71,4	<0,0001*	-103,02	-39,77
	2747,2				

Legenda: IC: intervalo de confiança; \*diferença significante.

o resultado final da fixação depende largamente da habilidade e familiaridade do cirurgião com o método cirúrgico e da estrita observação das técnicas intraoperatórias recomendadas para a fixação com a placa, caso contrário o resultado poderá ser a redução inadequada e compressão insuficiente, levando ao retarde de consolidação e à não-união da fratura, com sérias consequências para o paciente. Além disso, o grau de compressão axial diminui com o tempo, devido à reabsorção óssea na linha da fratura e com a acomodação da placa e dos parafusos, chegando a cerca da metade da compressão obtida no ato operatório dentro do primeiro mês pós-operatório.

Os recursos convencionais de diagnóstico por imagem, incluindo radiografias, tomografia computadorizada e ressonância magnética, são virtualmente inúteis para avaliar o grau de compressão axial, nas semanas seguintes à fixação. Do ponto de vista prático, apenas as radiografias convencionais mostram alguns detalhes da redução e do fechamento da linha da fratura, o grau de compressão axial sendo inferido pelo seu aspecto. Como fator complicador, a linha da fratura somente é visualizada em uma das duas incidências radiográficas convencionais usualmente obtidas, pois a placa metálica cobre inteiramente uma das superfícies do osso, assim obstruindo uma das incidências; dependendo da superfície de implantação, a placa pode obstruir as duas incidências. As imagens de tomografias computadorizada e de ressonância magnética são usualmente borradadas e distorcidas pelos artefatos

causados pela reflexão dos raios-X e da energia magnética, respectivamente, enquanto que a última deve ser idealmente evitada, devido à atração magnética sobre o implante de aço, com efeitos deletérios potenciais, particularmente durante as primeiras seis a oito semanas pós-operatórias.<sup>17</sup>

É aqui que a ultrassonometria provavelmente se encaixa, posto que ela é capaz de demonstrar a presença e o estado da consolidação, inclusive anomalias,<sup>18</sup> da fratura, representada pela osteotomia na presente investigação. De fato, a quantidade de osso novo formado ao redor ou internamente à linha da fratura restaura as propriedades biomecânicas do osso, assim aumentando a resistência<sup>19</sup> e a transmissividade do ultrassom ao longo do osso e causando o aumento progressivo da VU, até que ela finalmente atinja valores normais.<sup>20</sup> A compressão axial adequada através de uma fratura simples reduz a linha da fratura a uma fração de milímetro, que ainda está preenchida com um filme de líquido, seja no meio aquoso dos tecidos biológicos, seja no tanque acústico. A hipótese formulada para a presente investigação era que a fratura ou osteotomia comprimida se comportaria como um osso intacto e transmitiria o ultrassom como este.

A ultrassonometria compreende a medida tanto da VU como da atenuação, que são propriedades fundamentais de cada material individual, inclusive o osso.<sup>21-23</sup> De acordo com a experiência anterior,<sup>24</sup> a VU apresenta um comportamento mais consistente do que a atenuação para avaliar a consolidação de fraturas e foi preferida para na presente investigação. Na presente investigação, a VU era medida primeiro no osso intacto e, depois, nas montagens com a placa apenas; a osteotomia transversal era, então, feita e a VU era novamente medida, primeiro sem e depois com a compressão axial. Para todos os grupos, a VU foi medida nas direções transversal e axial e, na primeira, de acordo com os planos coronal e sagital. A VU transversal no plano sagital era sempre um pouco menor do que no plano coronal, todavia sem diferença significante entre os planos para a maioria das comparações. Ambas diminuíam discretamente com a implantação da placa e ainda aumentavam com a compressão, retornando a valores semelhantes aos do osso intacto, embora sem diferenças significantes entre os grupos. A VU transversal no plano sagital esteve sempre um pouco abaixo do que no plano coronal, mas sem diferenças significantes entre eles para a maioria das comparações. Ambas diminuíram discretamente com a implantação da placa e ainda mais com a osteotomia transversal, mas aumentaram com a compressão, retornando a valores similares àqueles do osso intacto, embora sem diferenças significantes entre os grupos.

Uma explicação possível, ao menos em parte, para esse comportamento seria a reflexão das ondas ultrassônicas na interface água-placa, a qual resulta em cerca de 90% da energia ultrassônica retornando em direção ao transdutor emissor e somente 10% de fato penetrando na placa e, depois, no osso. A interface placa-osso também reflete cerca de 70% das ondas ultrassônicas, de forma que apenas 5% da energia emitida efetivamente atingem o transdutor receptor depois de atravessar a montagem osso-placa. Como consequência direta disso, o primeiro-sinal-a-chegar (FAS) aparece na tela do osciloscópio como uma onda positiva muito pequena, a qual às vezes necessita de amplificação para ser identificada. A reflexão das ondas ultrassônicas é mais pronunciada quando a placa está diretamente no trajeto da emissão (plano sagital), mas também ocorre quando não é este o caso (plano coronal). Outra razão para esse comportamento seria que a osteotomia, com ou sem compressão axial, não interfere com a transmissividade

transversal do ultrassom pela simples razão de que a linha da osteotomia está alinhada na direção da propagação da onda, a qual é facilitada pela presença de osso normal acima e abaixo e pela água no entremedio. Assim, a modalidade transversal não seria a melhor opção para o propósito de analisar uma fratura fresca submetida à compressão axial com uma placa, a qual aparentemente não interferiu com a transmissividade transversal do ultrassom.

A VU axial, medida distante da placa (plano coronal), apresentou um comportamento algo diferente, começando com os valores mais altos em comparação com a VU transversal. Ela aumentou discretamente com a implantação da placa no osso intacto, diminuindo com a osteotomia e aumentando com a compressão axial, atingindo um valor discretamente mais elevado do que o do osso intacto. As diferenças foram significantes para a maioria das comparações, exceto entre o osso intacto e as montagens osso-placa, indicando que a placa de aço por si só não alterou significantemente a transmissividade axial do ultrassom, enquanto que a osteotomia e a subsequente compressão alteraram. A reflexão do ultrassom não foi uma barreira para a transmissividade axial como foi para a transversal, por pelo menos duas razões: primeiro, a energia ultrassônica estava dirigida para o osso distante da placa e, segundo, a transmissão axial tendo a ser mais superficial e, portanto, mais rápida do que a transversal. Entretanto, uma fração da energia ultrassônica emitida certamente atingiu a placa lateralmente, talvez contribuindo para os valores mais altos da VU axial por pelo menos dois mecanismos: primeiro, a placa era uma peça de aço contínua ao lado do osso, sem uma interrupção como a da osteotomia; e segundo, a transmissividade do ultrassom é muito mais alta no aço do que no próprio osso. Qualquer que seja o mecanismo, a modalidade de medida da VU axial parece ser mais apropriada do que a transversal para os propósitos de avaliar os efeitos da compressão axial pela placa DCP através de uma fratura ou osteotomia. Levando em consideração o fato de que a modalidade

transversal seria a de mais fácil aplicação, particularmente para os ossos mais profundos, circundados por um envelope muscular, o comportamento mais fidedigno da modalidade axial levanta o problema de torná-la clinicamente aplicável, por meio de métodos não invasivos,<sup>25,26</sup> algo a ser desenvolvido em futuras investigações. Em resumo, a osteotomia transversal sem compressão comportou-se como uma fratura, impedindo certa quantidade de energia ultrassônica de passar pelo osso, tanto no modo transversal como axial. A transmissividade do ultrassom retornou aos níveis normais depois que a compressão axial restaurou a continuidade do osso, confirmando a hipótese da investigação. A transmissão axial pareceu mais efetiva para a avaliação do grau de compressão axial fornecido pela placa DCP, mas a possibilidade de também utilizar a transmissão transversal para essa finalidade não pode ser afastada. De fato, a medida não-invasiva da VU axial ainda não é tecnicamente possível atualmente, a não ser para alguns ossos superficiais como a tibia, a ulna e a clavícula, enquanto que as medidas não-invasivas transversais já parecem mais aplicáveis à maioria dos ossos, inclusive os mais profundos como o úmero, o fêmur e o rádio.

## CONCLUSÃO

Com tais resultados, concluiu-se que a ultrassonometria pode de fato auxiliar a predizer o grau de compressão com uma placa DCP através do osso, com grande potencial para aplicação clínica, particularmente no seguimento da evolução dentro das primeiras semanas pós-operatórias.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo suporte financeiro (Projeto temático 07/56422-0) e à Srita. Daiane Roza pela assistência na realização e interpretação da análise estatística.

## REFERÊNCIAS

1. Hertel R, Pisan M, Lambert S, Ballmer FT. Plate osteosynthesis of diaphyseal fractures of the radius and ulna. *Injury*. 1996;27(8):545-8.
2. Schmidt AH, Finkemeier CG, Tornetta P 3rd. Treatment of closed tibial fractures. *Instr Course Lect*. 2003;52:607-22.
3. Denard AJr, Richards JE, Obremskey WT, Tucker MC, Floyd M, Herzog GA. Outcome of nonoperative vs operative treatment of humeral shaft fractures: a retrospective study of 213 patients. *Orthopedics*. 2010;33(8).
4. Siegel IM, Anast GT, Fields T. The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site. *Surg Gynecol Obstet*. 1958;107(3):327-32.
5. Gerlanc M, Haddad D, Hyatt GW, Langlois JT, St Hilaire P. Ultrasonic study of normal and fractured bone. *Clin Orthop Relat Res*. 1975;(111):175-80.
6. Protopappas VC, Baga DA, Fotiadis DI, Likas AC, Papachristos AA, Malizos KN. An ultrasound wearable system for the monitoring and acceleration of fracture healing in long bones. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(9):1597-608.
7. Barbieri G, Barbieri CH, de Matos PS, Pelá CA, Mazzer N. Ultrasonometric evaluation of bone healing: Experimental study using a model of diaphyseal transverse osteotomy of sheep tibiae. *Ultrasound Med Biol*. 2006;32(6):875-82.
8. Dodd SP, Miles AW, Gheduzzi S, Humphrey VF, Cunningham JL. Modelling the effects of different fracture geometries and healing stages on ultrasound signal loss across a long bone fracture. *Comput Methods Biomed Engin*. 2007;10(5):371-5.
9. Gheduzzi S, Dodd SP, Miles AW, Humphrey VF, Cunningham JL. Numerical and experimental simulation of the effect of long bone fracture healing stages on ultrasound transmission across an idealized fracture. *J Acoust Soc Am*. 2009;126(2):887-94.
10. Heim UF. [Defining the boundary between diaphysis and metaphysis using quadrant measurement. A contribution to the classification and documentation of fractures of long tubular bones exemplified by the distal tibia]. *Unfallchirurg*. 1987;90(6):274-80.
11. Allgöwer M, Perren S, Matter P. A new plate for internal fixation—the dynamic compression plate (DCP). *Injury*. 1970;2(1):40-7.
12. Pocock NA, Babichev A, Culton N, Graney K, Rooney J, Bell D, et al. Temperature dependency of quantitative ultrasound. *Osteoporos Int*. 2000;11(4):316-20.
13. Evans JA, Tavakoli MB. Ultrasonic attenuation and velocity in bone. *Phys Med Biol*. 1990;35(10):1387-96.
14. Nicholson PH, Lowet G, Langton CM, Dequeker J, Van der Perre G. A comparison of time-domain and frequency-domain approaches to ultrasonic velocity measurement in trabecular bone. *Phys Med Biol*. 1996;41(11):2421-35.
15. Montgomery DC. *Design and analysis of experiments*. 6th ed. New York: John Wiley & Sons, Inc; 2005.
16. Uihhoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci*. 2006;11(2):118-26.
17. Kataoka ML, Hochman MG, Rodriguez EK, Lin PJ, Kubo S, Raptopoulos VD. A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography. *Curr Probl Diagn Radiol*. 2010;39(4):125-36.
18. Barbieri G, Mazzer N, Ribeiro EA, Nogueira-Barbosa MH, Barbieri CH. A comparative analysis between ultrasonometry and computer-aided tomography to evaluate bone healing. *J Orthop Res*. 2012;30(7):1076-82.
19. Cunningham JL, Kenwright J, Kershaw CJ. Biomechanical measurement of fracture healing. *J Med Eng Technol*. 1990;14(3):92-101.
20. Malizos KN, Papachristos AA, Protopappas VC, Fotiadis DI. Transosseous application of low-intensity ultrasound for the enhancement and monitoring of fracture healing process in a sheep osteotomy model. *Bone*. 2006;38(4):530-9.
21. Langton CM, Njeh CF. The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone: a review of the science and technology. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008;55(7):1546-54.
22. Njeh CF, Kuo CW, Langton CM, Atrah HI, Boivin CM. Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: an in vitro study. *Osteoporos Int*. 1997;7(5):471-7.
23. Gregg EW, Kriska AM, Salamone LM, Roberts MM, Anderson SJ, Ferrell RE, et al. The epidemiology of quantitative ultrasound: a review of the relationships with bone mass, osteoporosis and fracture risk. *Osteoporos Int*. 1997;7(2):89-99.
24. Barbieri G, Barbieri CH, Mazzer N, Pelá CA. Ultrasound propagation velocity and broadband attenuation can help evaluate the healing process of an experimental fracture. *J Orthop Res*. 2011;29(3):444-51.
25. Moilanen P. Ultrasonic guided waves in bone. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008;55(6):1277-86.
26. Protopappas VC, Fotiadis DI, Malizos KN. Guided ultrasound wave propagation in intact and healing long bones. *Ultrasound Med Biol*. 2006;32(5):693-708.